

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**



①9 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 197 34 725 A 1**

⑦① Aktenzeichen: 197 34 725.8  
⑦② Anmeldetag: 11. 8. 97  
⑦③ Offenlegungstag: 25. 2. 99

⑤① Int. Cl.<sup>6</sup>:  
**G 06 T 5/00**  
G 06 T 3/00  
G 03 B 42/02  
A 61 B 6/00  
A 61 B 6/02  
A 61 B 5/055

DE 197 34 725 A 1

⑦① Anmelder:  
Siemens AG, 80333 München, DE

⑦② Erfinder:  
Finkler, Klaus, Dipl.-Ing., 91080 Spardorf, DE

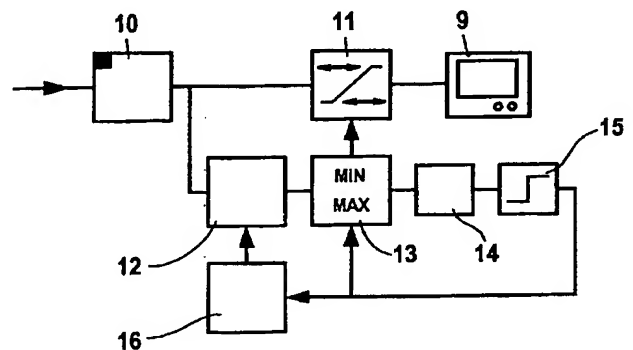
⑤⑥ Entgegenhaltungen:  
US 54 50 502  
US 53 51 306  
US 51 50 421  
WO 96 13 805 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Bildsystem für eine medizinische Diagnostikeinrichtung und Verfahren zur gefensterten Darstellung von medizinischen Bildern

⑤⑦ Die Erfindung betrifft ein Bildsystem (8) für eine medizinische Diagnostikeinrichtung (1 bis 14) zur Darstellung von medizinischen Bildern mittels einer Wiedergabevorrichtung (9) mit einem Bildspeicher (10) zur bildpunktweisen Speicherung der von der Diagnostikeinrichtung (1 bis 14) erzeugten Bildsignale der Bilder und mit einer Schaltung (11) zur Transformation von Grauwerten des Bildsignals, an der die Wiedergabevorrichtung (9) angeschlossen ist. An dem Bildspeicher (10) ist eine Auswahl-schaltung (12) angeschlossen, die innerhalb eines Auswertefensters liegende Grauwerte ermittelt. Mit der Auswahl-schaltung (12) ist eine Rechenschaltung (13) zur Bestimmung der Minimal- und Maximalwerte der ausgewählten Grauwerte verbunden, an die ein Detektor (14) für die Änderung der Minimal- und Maximalwerte angeschlossen ist, dessen Ausgangssignal einer Schwellwertschaltung (15) für die Größe der Änderung der Minimal- und Maximalwerte zugeführt wird. Die Schwellwertschaltung (15) ist an der Rechenschaltung (13) und einer Steuervorrichtung (16) für die Auswahl-schaltung (12) zur Steuerung der Größe des Auswertefensters angeschlossen, die derart ausgebildet sind, daß unterhalb der Schwelle das Auswertefenster durch die Steuervorrichtung (16) vergrößert und oberhalb der Schwelle die durch die Rechenschaltung (13) ermittelten vorherigen Minimal- und Maximalwerte als Fenstergrenzen der Schaltung (11) zur Transformation von Grauwerten zugeführt werden.



DE 197 34 725 A 1

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Bildsystem für eine medizinische Diagnostikeinrichtung zur Darstellung von medizinischen Bildern mittels einer Wiedergabevorrichtung mit einem Bildspeicher zur bildpunktweisen Speicherung der von der Diagnostikeinrichtung erzeugten Bildsignale der Bilder und mit einer Schaltung zur Transformation von Grauwerten des Bildsignales, an der die Wiedergabevorrichtung angeschlossen ist, sowie ein Verfahren zur gefensterten Darstellung von medizinischen Bildern. Der Erfindung liegt das Problem der automatischen Grauwertfensterung bei der Visualisierung von digitalisierten medizinischen Bildern zugrunde, beispielsweise von Röntgenbildern in der digitalen Radiografie. Grauwertfensterung ist die Transformation eines Grauwertbereiches eines im Bildspeicher vorliegenden Röntgenbildes in einen anderen Grauwertbereich. Zweck der Grauwertfensterung ist die Dynamikanpassung des digitalisierten Bildes an das Ausgabemedium wie Monitor oder Laserprinter. Sinnvollerweise geschieht die Dynamikanpassung nicht für das gesamte Bild, sondern nur für den relevanten, objektenthaltenden Bildteil.

Derartige Bildsysteme können beispielsweise bei Röntgendiagnostikeinrichtungen Verwendung finden, die einen Bildwandler zur Umwandlung des Röntgenbildes in eine elektrische analoge Signalfolge, ein Bild- oder Videosignal, aufweisen. Ein derartiger Bildwandler kann beispielsweise eine Fernsehkamera oder eine Speicherfolie sein. Derartige Bildsysteme lassen sich aber auch in der Computertomographie (CT) oder Magnetresonanz (MR) einsetzen, die digitale Ausgangssignale aufweisen.

Da medizinische Bildsysteme im allgemeinen digital ausgebildet sind, werden die analogen Bildsignale der Röntgendiagnostikeinrichtung in einem Analog/Digital-Wandler (A/D-Wandler) dadurch in digitale Werte umgesetzt, daß das Röntgenbild in verschiedene Bildpunkte (Pixel) zerlegt wird, denen verschiedene digitale Grauwerte zugeordnet werden.

In einem digitalen Bildsystem kann das digitale Bildsignal verarbeitet werden und über einen Digital/Analog-Wandler (D/A-Wandler) auf einem Monitor als sichtbares Bild wiedergegeben werden.

Digitale medizinische Bilder der Computertomographie (CT), Magnetresonanz (MR) oder Röntgen (DFR, DSA) können mit einer Genauigkeit von beispielsweise 10 Bit pro Bildpunkt (Pixel) erzeugt werden. Diese Bilder werden üblicherweise dem Benutzer zur Beurteilung und Diagnosefindung auf einem Fernseh-Bildschirm als Graubilder dargestellt. Derartige medizinische Bilder weisen in vielen Fällen eine andere Dynamik als die maximale Dynamik des Ausgabemediums auf.

Dies wird nun anhand eines Beispiels in Verbindung mit der Fig. 3 näher erläutert. Es wird angenommen, daß in dem bilddirelevanten Teil des Röntgenbildes die eigentliche Objektdynamik eines mit 10 Bit (0...1023) digitalisierten Röntgenbildes sich nur über die Grauwerte von 341 (Minimalwert = untere Fenstergrenze) bis 853 (Maximalwert = obere Fenstergrenze) erstreckt. Weiterhin wird angenommen, daß das Ausgabemedium Grauwerte von 0 bis maximal 1023 (10 Bit) darstellen kann. Durch eine optimale Grauwertfensterung wird erreicht, daß dieser Grauwertbereich von 341 bis 853 durch die Schaltung zur Transformation von Grauwerten des Bildsignales, deren Eingang die Videosignale zugeführt werden, auf den Grauwertbereich von 0 bis 1023 gespreizt wird, wodurch nun das Objekt die maximal mögliche Dynamik des Ausgabemediums voll ausnützt. Der transformierte Grauwertbereich liegt dann am Ausgang dieser Schaltung.

Bisher wird in den meisten Fällen die Grauwertfensterung von Hand mittels Stellglieder und interaktiv, d. h. unter gleichzeitiger Beobachtung des Monitorbildes, durchgeführt. In der US-A-4,827,492 ist eine derartige Vorrichtung zur manuellen Fensterung beschrieben, bei der zwei Bedienelemente zur Einstellung des Fensters vorgesehen sind. Dabei wird mit dem einen Bedienelement die Fensterbreite und mit dem anderen die Fenstermitte, die obere oder die untere Fenstergrenze eingestellt. Um im klinischen Routinebetrieb Zeit und Kosten zu sparen, wird jedoch eine automatische Grauwertfensterung gewünscht.

Das Hauptproblem für eine Automatik dabei ist, die relevanten, interessierenden Bildteile von den restlichen Bildbereichen wie beispielsweise Einblendungen und Überstrahlungen, wie sie häufig in Röntgenbildern vorkommen, zu separieren. Minimaler (untere Fenstergrenze) und maximaler Grauwert (obere Fenstergrenze) des separierten, relevanten Bildbereiches können dann als Parameter für eine optimale Grauwertfensterung verwendet werden. Falls die Separierung nur ungenügend funktioniert, wird entweder durch die Einbeziehung von Einblendung und Überstrahlung bei der Grauwertfensterung fälschlicherweise eine zu hohe Objektdynamik (im obigen Beispiel kleiner 341 bis größer 853) angenommen, was zu schwachen Kontrasten im Objekt führt, oder interessierende Bildbereiche werden als nicht relevant eingestuft, so daß es zu Abschnidungen im Objekt kommt. Im ersten Fall spricht man von einem zu weiten Fenster, im zweiten Fall von einem zu engen Fenster.

Eine weit verbreitete Methode zur automatischen Fensterung bei Röntgensystemen ist die Benutzung von sogenannten Organtasten. Hier wird von der Voraussetzung ausgegangen, daß gleiche Aufnahmearten wie beispielsweise Lunge-, Hand- oder Schulter-Aufnahmen auch in etwa gleiche Objektdynamik ergeben. Der Benutzer betätigt also vor einer Aufnahme die entsprechende Organtaste und teilt so dem System die zu erwartende Objektdynamik mit. Die Grauwertfensterung geschieht hier durch voreingestellte, auf jede Aufnahmeart abgestimmte, empirisch ermittelte Parameter.

Als nachteilig erweist sich hierbei der hohe Bedienungsaufwand durch Organtasten. Auch bleiben durch die vorher festgelegten Parameter individuell unterschiedliche Aufnahmebedingungen unberücksichtigt, so daß derartige Grauwertfensterungen nicht optimal sein können.

In der US 5,351,306 ist ein Verfahren beschrieben, bei dem durch Ermittlung statistischer Parameter in lange gestreckten, parallel zum Bildrand angeordneten Auswertefeldern die Lage von Einblendungen gefunden werden kann. Dadurch, daß Überstrahlungen unberücksichtigt bleiben und gedrehte Einblendungen nicht erkannt werden können, erhält man mit einer derartigen Fensterung nicht immer optimale Ergebnisse.

Aus der US-A-5,150,421 ist ein Verfahren bekannt, bei dem der der Literatur beschriebene und allgemein bekannte Histogrammausgleich (Grauwerteequalisation, Gleichverteilung der Grauwerte) in etwas modifizierter Form durchgeführt wird. Bei dieser nicht linearen Grauwerttransformation ist aber auch eine Beschränkung auf den relevanten Bildbereich notwendig. Dies wird durch unterschiedliche Gewichtung der einzelnen Pixel gelöst. Es wird vorausgesetzt, daß Einblendung und Überstrahlung extrem hell oder dunkel sind, sowie hauptsächlich an den Bildrändern zu finden sind. Pixel nahe am Bildrand sowie mit extremen Grauwerten werden also für den Histogrammausgleich geringer gewichtet als solche, die näher zur Bildmitte liegen oder die weniger extreme Grauwerte haben. Desweiteren wird eine Objektkonturerkennung vorgeschlagen, die auf der Detektion von groben Grauwertänderungen im Bild basieren.

Ein derartiges Verfahren weist die Nachteile auf, daß diese nichtlineare Grauwerttransformation den Bildcharakter verändert. Weiterhin trifft die Annahme nicht immer zu, daß relevante Bildbereiche immer in der Nähe der Bildmitte liegen sowie keine extremen Grauwerte besitzen. Außerdem lassen sich Einblendungen durch eine Objektkonturerkennung allein durch Detektion von groben Grauwertänderungen im Bild ohne weitere Maßnahmen nicht zuverlässig erkennen.

Eine weitere Möglichkeit einer Automatik ist die Meldung der Lage der Einblendungen von dem Röntgengerät an das verarbeitende Bildsystem. Dies bedingt jedoch einen höheren technischen Aufwand. Weiterhin funktioniert es nur bei Bildsystemen, die direkt mit dem Röntgengerät verbunden sind, und die die Meldung der Blendelage verarbeiten können. Wird dagegen das Bild über Netzwerke an andere Bildsysteme geschickt, so kann dieses Verfahren nicht eingesetzt werden. Außerdem werden mögliche Überstrahlungen nicht berücksichtigt.

Die Erfindung geht von der Aufgabe aus, ein Bildsystem der eingangs genannten Art zu schaffen, das es ermöglicht, eine optimale Grauwertfensterung des gesamten Bildes automatisch durchzuführen, ohne das wesentliche Details verloren gehen können.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß an dem Bildspeicher eine Auswahlerschaltung angeschlossen ist, die innerhalb eines Auswertefensters liegende Grauwerte ermittelt, daß mit der Auswahlerschaltung eine Rechenschaltung zur Bestimmung der Minimal- und Maximalwerte der ausgewählten Grauwerte verbunden ist, an die ein Detektor für die Änderung der Minimal- und Maximalwerte angeschlossen ist, dessen Ausgangssignal einer Schwellwertschaltung für die Größe der Änderung der Minimal- und Maximalwerte zugeführt wird, und daß die Schwellwertschaltung an der Rechenschaltung und einer Steuervorrichtung für die Auswahlerschaltung zur Steuerung der Größe des Auswertefensters angeschlossen ist, die derart ausgebildet sind, daß unterhalb der Schwelle das Auswertefenster durch die Steuervorrichtung vergrößert und oberhalb der Schwelle die durch die Rechenschaltung ermittelten vorherigen Minimal- und Maximalwerte als Fenstergrenzen der Schaltung zur Transformation von Grauwerten zugeführt werden. Dadurch wird erreicht, daß das Auswertefenster solange vergrößert wird, bis es nur sämtliche bildrelevanten Teile enthält. Innerhalb dieses Auswertefensters lassen sich nun durch die Ermittlung der Minimal- und Maximalwerte problemlos die Fenstergrenzen bestimmen.

Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn die Auswahlerschaltung derart ausgebildet ist, daß das bestimmte anfängliche Auswertefenster in der Mitte des Bildes liegt. Dabei kann erfindungsgemäß das Auswertefenster quadratisch ausgebildet sein. Es kann aber auch eine rechteckige Form aufweisen, wobei in horizontaler und vertikaler Richtung die Vergrößerungen mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten erfolgen.

Eine besonders genaue Bestimmung des Auswertefensters erhält man, wenn die Auswahlerschaltung derart ausgebildet ist, daß die Vergrößerungen des Auswertefensters in jede Richtung einzeln getrennt erfolgen.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß auch durch ein Verfahren zur gefensterten Darstellung von medizinischen Bildern mit folgenden Schritten gelöst:

- i. Bestimmung eines Auswertefensters,
- ii. Bestimmung des Minimum und des Maximums der Grauwerte innerhalb des Auswertefensters,
- iii. schrittweise Vergrößerung des Auswertefensters und Ermittlung der Minimal- und Maximalwerte,

iv. Detektion der Änderung der Minimal- und Maximalwerte

v. Vergleich der Änderung der Minimal- und Maximalwerte mit einem Schwellwert,

vi. liegen die Änderungen der Minimal- und Maximalwerte unterhalb des Schwellwertes, Wiederholung ab Schritt III.,

vii. Festsetzung der vorherigen Minimal- und Maximalwerte als die Fenstergrenzen des Grauwertbereiches bei Änderungen, die als der Schwellwert sind.

Dabei kann erfindungsgemäß die Bestimmung des Auswertefensters in der Mitte des Bildes beginnen. Wahlweise kann die schrittweise Vergrößerung des Auswertefensters in alle vier Richtungen gleichzeitig oder einzeln getrennt erfolgen.

Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn die Schrittweite der Vergrößerung des Auswertefensters zehn Bildpunkte (Pixel) beträgt.

Bei einer erfindungsgemäßen rechteckigen Form des Auswertefensters kann die schrittweise Vergrößerung des Auswertefensters in horizontaler und vertikaler Richtung unterschiedliche Schrittweiten aufweisen. Ein einfaches Verfahren erhält man, wenn das Auswertefenster quadratisch ausgebildet ist.

Eine sichere Bestimmung der Fenstergrenzen läßt sich erreichen, wenn zur Detektion der Änderung der Minimal- und Maximalwerte die 1. Ableitung der Kurve der Minimal- und Maximalwerte der Fenstergrenzen gebildet wird.

Die Erfindung ist nachfolgend anhand eines in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 eine Röntgendiagnostikeinrichtung gemäß dem Stand der Technik,

Fig. 2 die erfindungsgemäße Ausbildung des in Fig. 1 dargestellten Bildsystems,

Fig. 3 eine Fensterkennlinie zur Erläuterung der Erfindung,

Fig. 4 ein Röntgenbild zur Erläuterung der Erfindung,

Fig. 5 bis 8 Röntgenbilder mit unterschiedlich großen Auswertefenstern und

Fig. 9 Kennlinien der Fenstergrenzen in Abhängigkeit der Größe des Auswertefensters.

In der Fig. 1 ist der elektrische Aufbau einer Röntgendiagnostikeinrichtung dargestellt, die einen Hochspannungsgenerator 1 aufweist, der eine Röntgenröhre 2 speist, in deren Strahlengang 3 sich ein Patient 4 befindet. Ein im Strahlengang 3 nachfolgender Röntgenbildverstärker 5 ist über eine Optik 6 mit einer Fernsehkamera 7 gekoppelt, deren Ausgangssignal einem Bildsystem 8 zugeführt ist. An dem Bildsystem 8 ist als Wiedergabevorrichtung ein Monitor 9 zur Darstellung der verarbeiteten Röntgenstrahlenbilder angeschlossen. Parallel zum Monitor 9 lassen sich auch andere Wiedergabevorrichtungen, wie beispielsweise Drucker an das Bildsystem 8 anschließen.

Das Bildsystem 8 kann beispielsweise Verarbeitungsschaltungen wie Subtraktionsvorrichtung, Integrationsstufe und Fensterschaltung, die beispielsweise eine Fensterung der von der Fernsehkamera 5 gelieferten Bildsignale bewirkt, sowie Bildspeicher und Wandler enthalten.

In der Fig. 2 ist nun die Ausbildung einer erfindungsgemäßen Schaltungsanordnung zur automatischen Fensterung von Grauwerten eines Bildsignals des Bildsystems 8 dargestellt. Das durch A/D-Wandler digitalisierte Bildsignal wird beispielsweise einem Bildspeicher 10 zugeführt, an der eine Fensterschaltung 11 zur Transformation von Grauwerten eines Bildsignals angeschlossen ist, die zur Wiedergabe der gefensterten Videosignale mit dem Monitor 9 verbunden ist.

An dem Bildspeicher 10 ist weiterhin eine Auswahl-  
schaltung 12 angeschlossen, die ein Auswertefenster bestimmt-  
und innerhalb dieses Auswertefensters liegende Grauwerte  
ermittelt. Die Auswahl-schaltung 12 ist mit einer Rechen-  
schaltung 13 zur Bestimmung der Minimal- und Maximal-  
werte der ausgewählten Grauwerte verbunden. An der Re-  
schaltung 13 ist ein Detektor 14 angeschlossen, der die  
Änderung der Minimal- und Maximalwerte erkennt und ein  
entsprechendes Ausgangssignal erzeugt, das einer Schwell-  
wertschaltung 15 zugeführt wird. Die Schwellwertschaltung  
15 vergleicht die Größe der Änderungen der Minimal- und  
Maximalwerte mit vorgegebenen Schwellwerten.

Der Ausgang der Schwellwertschaltung 15 ist an der Re-  
schaltung 13 und einer mit der Auswahl-schaltung 12  
verbundenen Steuervorrichtung 16 zur Steuerung der Größe  
des Auswertefensters angeschlossen.

Liegt das Ausgangssignal des Detektors 14 unterhalb einer  
Schwelle wird das Auswertefenster schrittweise durch  
die Steuervorrichtung 16 vergrößert. Überschreitet dagegen  
das Ausgangssignal die Schwelle, so werden das Auswerte-  
fenster nicht mehr vergrößert und die durch die Rechen-  
schaltung 13 ermittelten vorherigen Minimal- und Maximal-  
werte als Fenstergrenzen der Schaltung 11 zur Transfor-  
mation von Grauwerten zugeführt.

Das erfindungsgemäße Verfahren basiert auf einem sehr  
einfachen Algorithmus und läßt sich im wesentlichen bei  
Thoraxaufnahmen anwenden. Eine derartige Aufnahme ist  
beispielsweise in der Fig. 4 dargestellt. Neben den bildrele-  
vanten Teilen, dem Herz und Lungenflügel sind im Rönt-  
genbild 17 auch Überstrahlungen 18 und Einblendungen 19  
zu erkennen.

Unter der Voraussetzung, daß der Patient 4 richtig position-  
iert wird, ist in der Bildmitte schon der größte Teil des re-  
levanten Dynamikbereiches vorhanden. Eine einfache Min/  
Max-Auswertung in der Bildmitte ist schon eine grobe An-  
näherung an eine optimale Grauwertfensterung. Es wird nur  
Objektdynamik, nicht aber an den Bildrändern vorhandene  
Überstrahlungen 18 und Einblendungen 19 berücksichtigt.  
Diese Auswertung kann als 1. Schritt beispielsweise bei einem  
1024er Bild innerhalb eines zentralen 400<sup>2</sup> Auswerte-  
fensters erfolgen, das in Fig. 5 dargestellt ist.

Um nun von dieser groben Annäherung auf eine optimale  
Grauwertfensterung zu kommen, wird nun erfindungsgemäß  
das Auswertefenster schrittweise, beispielsweise in 10 Pixel  
Schritten in alle 4 Richtungen, vergrößert. Somit ergibt sich  
beispielsweise nach dem 7. Schritt das in Fig. 6, nach dem  
10. Schritt das in Fig. 7 und nach dem 13. Schritt das in Fig.  
8 dargestellte Auswertefenster. Nach jedem Schritt wird der  
in Fig. 9 wiedergegebene Minimal- und Maximalwert ermit-  
telt.

In dem Röntgenbild gemäß Fig. 6 sind ebenfalls wie in  
Fig. 5 nur bildrelevante Teile zu erkennen, wie dies auch aus  
den nahezu geradlinig verlaufenden Fenstergrenzen 20 und  
21 der Fig. 9 zu entnehmen ist. Bei dem in der Fig. 7 darge-  
stellten 10. Röntgenbild sind Überstrahlungen 18 zu erken-  
nen, die ein Absinken der unteren Fenstergrenze 20 bewir-  
ken. Bei dem in Fig. 8 dargestellten Röntgenbild des 13.  
Schrittes sind Einblendungen 19 zu sehen, die eine Ver-  
schiebung der oberen Fenstergrenze 21 zur Folge haben.

In Fig. 9 sind die bei der jeweiligen Auswertefenster-  
größe ermittelten Minimal- und Maximalwerte dargestellt,  
die der unteren und oberen Fenstergrenze 20 und 21 entspre-  
chen. Diese Verlaufsformen sind für alle Thoraxaufnahmen  
typisch. Deutlich zu erkennen ist, daß sich Minimal- und  
Maximalwerte bei Vergrößerung des Auswertefensters zu-  
nächst nur langsam ändern. Erst bei Erreichen von Über-  
strahlungen 18 oder Einblendungen 19 ist eine sprunghafte  
Änderung einer der Fenstergrenzen 20 oder 21 zu beobach-

ten. Die Werte unmittelbar vor der sprunghaften Änderung –  
im Diagramm mit 22 und 23 bezeichnet – können als die op-  
timalen Fenstergrenzen betrachtet werden. An diesen Stel-  
len überdeckt das Auswertefenster den allergrößten Teil des  
Thorax ohne schon Überstrahlungen 18 oder Einblendungen  
19 mit einzubeziehen. Eine Automatik muß also nur die  
Kurvenverläufe von links nach rechts auf den Betrag der 1.  
Ableitung hin untersuchen. Überschreitet dieser Betrag den  
entsprechenden Schwellwert, ist der Fensterwert gefunden.  
Die Wahl dieses Schwellwertes ist unkritisch, da sich die  
Beträge der 1. Ableitung bei Erreichen von Überstrahlung  
bzw. Einblendung drastisch erhöhen.

Das erfindungsgemäße Verfahren kann noch weiter modi-  
fiziert werden, um die Fenstergrenzen noch exakter ermit-  
teln zu können.

Hierzu läßt sich anstelle einer quadratischen eine rechtek-  
kige Form des Auswertefensters und unterschiedliche Ver-  
größerungsgeschwindigkeit in horizontaler und vertikaler  
Richtung verwenden.

Weiterhin kann erfindungsgemäß die schrittweise Vergrö-  
ßerung nicht in alle 4 Richtungen gleichzeitig, sondern in  
jede Richtung einzeln mit jeweiliger nachträglicher Ermitte-  
lung von Minimal- und Maximalwert erfolgen.

#### Patentansprüche

1. Bildsystem (8) für eine medizinische Diagnostik-  
einrichtung (1 bis 14) zur Darstellung von medizini-  
schen Bildern mittels einer Wiedergabevorrichtung (9)  
mit einem Bildspeicher (10) zur bildpunktweisen Spei-  
cherung der von der Diagnostikeinrichtung (1 bis 14)  
erzeugten Bildsignale der Bilder und mit einer Schal-  
tung (11) zur Transformation von Grauwerten des Bild-  
signales, an der die Wiedergabevorrichtung (9) ange-  
schlossen ist, **dadurch gekennzeichnet**, daß an dem  
Bildspeicher (10) eine Auswahl-schaltung (12) ange-  
schlossen ist, die innerhalb eines Auswertefensters lie-  
gende Grauwerte ermittelt, daß mit der Auswahl-schal-  
tung (12) eine Rechenschaltung (13) zur Bestimmung  
der Minimal- und Maximalwerte der ausgewählten  
Grauwerte verbunden ist, an die ein Detektor (14) für  
die Änderung der Minimal- und Maximalwerte ange-  
schlossen ist, dessen Ausgangssignal einer Schwell-  
wertschaltung (15) für die Größe der Änderung der Mi-  
nimal- und Maximalwerte zugeführt wird, und daß die  
Schwellwertschaltung (15) an der Rechenschaltung  
(13) und einer Steuervorrichtung (16) für die Auswahl-  
schaltung (12) zur Steuerung der Größe des Auswerte-  
fensters angeschlossen ist, die derart ausgebildet sind,  
daß unterhalb der Schwelle das Auswertefenster durch  
die Steuervorrichtung (16) vergrößert und oberhalb der  
Schwelle die durch die Rechenschaltung (13) ermittel-  
ten vorherigen Minimal- und Maximalwerte als Fen-  
stergrenzen der Schaltung (11) zur Transformation von  
Grauwerten zugeführt werden.

2. Bildsystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeich-  
net, daß die Auswahl-schaltung (12) derart ausgebildet  
ist, daß das bestimmte anfängliche Auswertefenster in  
der Mitte des Bildes liegt.

3. Bildsystem nach Anspruch 1 oder 2, dadurch ge-  
kennzeichnet, daß die Auswahl-schaltung (12) derart  
ausgebildet ist, daß das Auswertefenster quadratisch  
ausgebildet ist.

4. Bildsystem nach Anspruch 1 oder 2, dadurch ge-  
kennzeichnet, daß die Auswahl-schaltung (12) derart  
ausgebildet ist, daß das Auswertefenster eine rechtek-  
kige Form aufweist und daß in horizontaler und verti-  
kaler Richtung die Vergrößerungen mit unterschiedli-

chen Geschwindigkeiten erfolgen.

5. Bildsystem nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswahlschaltung (12) derart ausgebildet ist, daß die Vergrößerungen des Auswertefensters in jede Richtung einzeln getrennt erfolgen.

6. Verfahren zur gefensterten Darstellung von medizinischen Bildern, gekennzeichnet durch folgende Schritte:

- i. Bestimmung eines Auswertefenster, 10
  - ii. Bestimmung des Minimum und des Maximums der Grauwerte innerhalb des Auswertefensters,
  - iii. schrittweise Vergrößerung des Auswertefensters und Ermittlung der Minimal- und Maximalwerte, 15
  - iv. Detektion der Änderung der Minimal- und Maximalwerte
  - v. Vergleich der Änderung der Minimal- und Maximalwerte mit einem Schwellwert, 20
  - vi. liegen die Änderungen der Minimal- und Maximalwerte unterhalb des Schwellwertes, Wiederholung ab Schritt iii.,
  - vii. Festsetzung der vorherigen Minimal- und Maximalwerte als die Fenstergrenzen des Grauwertbereiches bei Änderungen, die größer 25  
Schwelle als der Schwellwert sind.
7. Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Bestimmung des Auswertefensters in der Mitte des Bildes beginnt. 30
8. Verfahren nach Anspruch 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, daß die schrittweise Vergrößerung des Auswertefensters in alle vier Richtungen gleichzeitig erfolgt.
9. Verfahren nach Anspruch 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, daß die schrittweise Vergrößerung des Auswertefensters in den vier Richtungen einzeln getrennt erfolgt. 35
10. Verfahren nach einem der Ansprüche 6 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Schrittweite der Vergrößerung des Auswertefensters zehn Bildpunkte (Pixel) beträgt. 40
11. Verfahren nach einem der Ansprüche 6 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß das Auswertefenster eine rechteckige Form und die schrittweise Vergrößerung des Auswertefensters in horizontaler und vertikaler Richtung unterschiedliche Schrittweiten aufweist. 45
12. Verfahren nach einem der Ansprüche 6 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß das Auswertefenster quadratisch ausgebildet ist. 50
13. Verfahren nach einem der Ansprüche 6 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß zur Detektion der Änderung der Minimal- und Maximalwerte die 1. Ableitung der Kurve der Minimal- und Maximalwerte der Fenstergrenzen (20, 21) gebildet wird. 55

---

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

---

60

65

- Leerseite -

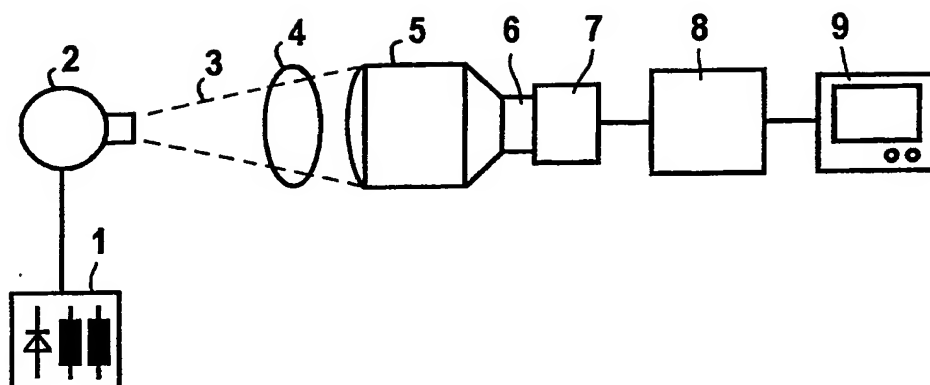


FIG 1

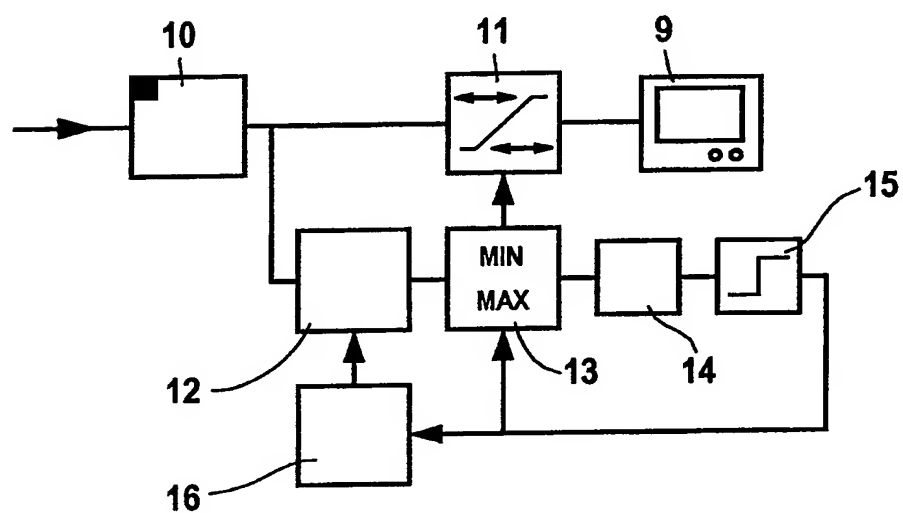
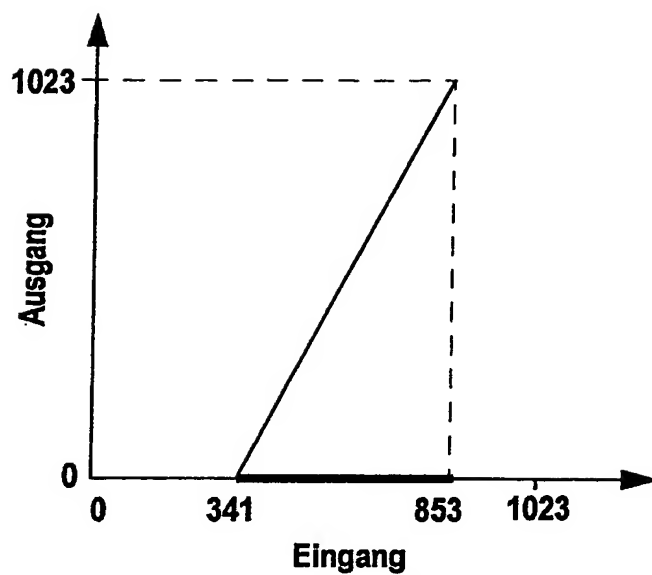
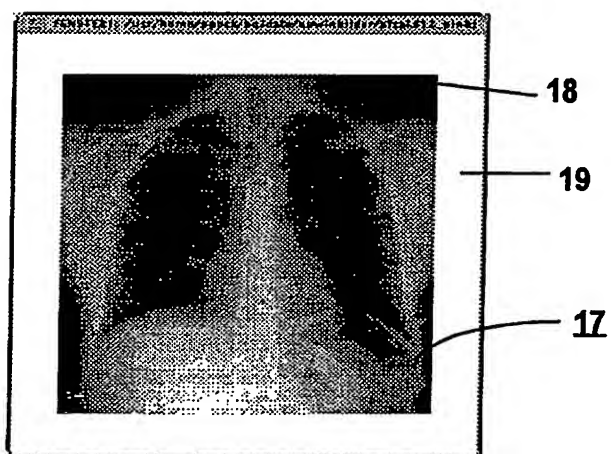


FIG 2

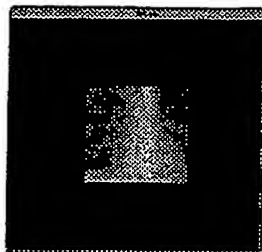




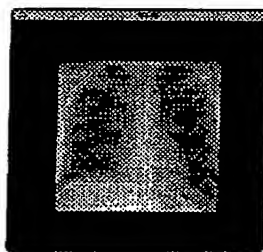
**FIG 3**



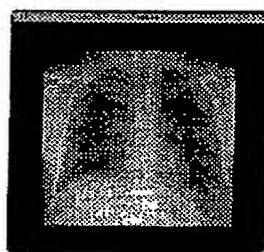
**FIG 4**



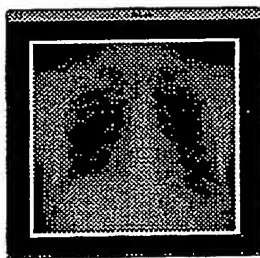
**FIG 5**



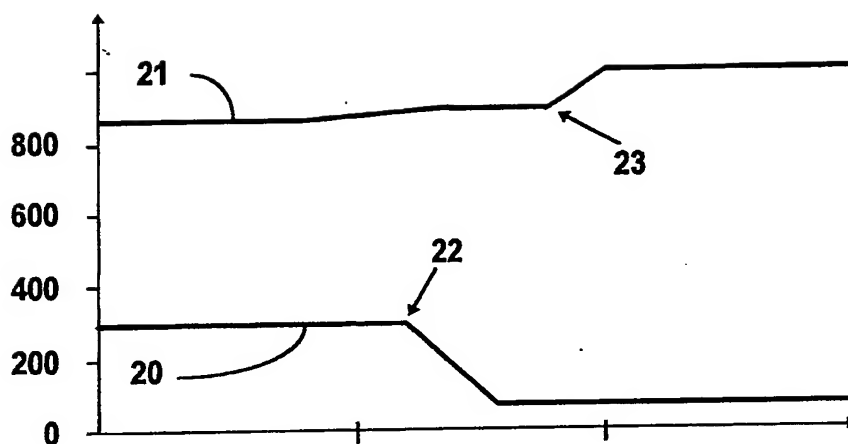
**FIG 6**



**FIG 7**



**FIG 8**



**FIG 9**

**THOMSON**  
  
**DELPHION**

**RESEARCH**

**PRODUCTS**

**INSIDE DELPHION**

[Log Out](#) | 
 [Work Files](#) | 
 [Saved Searches](#) | 
 [My Account](#) | 
 [Products](#)

Search: [Quick/Number](#) [Boolean](#) [Advanced](#) [Derwent](#)

## Derwent Record

View: [Expand Details](#) Go to: [Delphion Integrated View](#)

[Email this](#)

**Derwent Title:** Imaging system for medical diagnostic apparatus - uses minimum and maximum values as window limits of circuit for transformation of Grey values

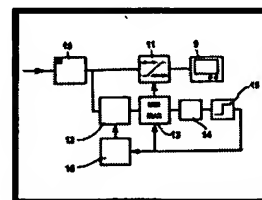
**Original Title:** ☒ DE19734725A1: Bildsystem fuer eine medizinische Diagnostikeinrichtung und Verfahren zur gefensterten Darstellung von medizinischen Bildern

**Assignee:** SIEMENS AG Standard company  
Other publications from [SIEMENS AG \(SIEI\)](#)...

**Inventor:** FINKLER K;

**Accession/Update:** 1999-154670 / 199914

**IPC Code:** G06T 5/00 ; A61B 5/055 ; A61B 6/00 ; A61B 6/02 ; G03B 42/02 ; G06T 3/00 ;



**Derwent Classes:** P31; P82; S03; S05; T01;

**Manual Codes:** S03-E06B(Forming picture) , S05-D02A5E(Processing of recorded image) , S05-D02B2(Image processing, analysing) , T01-J10B1(Image enhancement) , T01-J10B3A(Object enlargement, reduction and rotation)

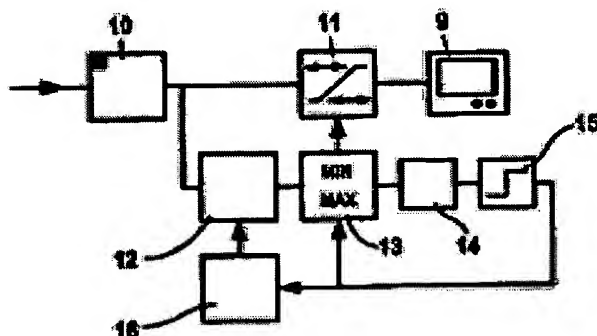
**Derwent Abstract:** (DE19734725A) The imaging system (8) represents medical images by means of a reproducing device (9). This has an image memory (10) for point-wise storage of image signals generated by the diagnostic apparatus (1-14). The system (8) also has a circuit (11) for transformation of Grey values of the image signals, to which the reproduction device (9) is connected. A selection circuit (12) is connected to the image memory (10), which generates Grey values within an evaluation window. A computing circuit (13) for determining the minimum and maximum values of the selected Grey value is connected to the selection circuit (12).

A detector (14) for changing the max. and min. values is connected to the computing circuit (13). The detector output signal is fed to a threshold circuit (15) for determining the size of the change. The threshold circuit (15) is connected to the computing circuit (13) and a control device (16) for the selection circuit to control the size of the evaluation window. Below the threshold, the window is increased. Above the threshold the previous min. and max. values are fed as window limits to the circuit for transforming the Grey values.

**Use** - Esp. for processing images of X-ray diagnostic systems, computer tomography or magneto-resonance apparatus.

**Advantage** - Carries out optimal automatic Grey value window formation of whole image without loss of detail.

**Images:**



Dwg.1/9

Family: PDF Patent Pub. Date Derwent Update Pages Language IPC Code  
☒ **DE19734725A1** \* 1999-02-25 199914 9 German G06T 5/00  
 Local appls.: DE1997001034725 Filed:1997-08-11 (97DE-1034725)

INPADOC Legal Status: [Show legal status actions](#)

First Claim: [Show all claims](#) 1. Bildsystem (8) für eine medizinische Diagnostikeinrichtung (1 bis 14) zur Darstellung von medizinischen Bildern mittels einer Wiedergabevorrichtung (9) mit einem Bildspeicher (10) zur bildpunktweisen Speicherung der von der Diagnostikeinrichtung (1 bis 14) erzeugten Bildsignale der Bilder und mit einer Schaltung (11) zur Transformation von Grauwerten des Bildsignales, an der die Wiedergabevorrichtung (9) angeschlossen ist, **dadurch gekennzeichnet**, daß an dem Bildspeicher (10) eine Auswahl-schaltung (12) angeschlossen ist, die innerhalb eines Auswertefensters liegende Grauwerte ermittelt, daß mit der Auswahl-schaltung (12) eine Rechenschaltung (13) zur Bestimmung der Minimal- und Maximalwerte der ausgewählten Grauwerte verbunden ist, an die ein Detektor (14) für die Änderung der Minimal- und Maximalwerte angeschlossen ist, dessen Ausgangssignal einer Schwellwertschaltung (15) für die Größe der Änderung der Minimal- und Maximalwerte zugeführt wird, und daß die Schwellwertschaltung (15) an der Rechenschaltung (13) und einer Steuervorrichtung (16) für die Auswahl-schaltung (12) zur Steuerung der Größe des Auswertefensters angeschlossen ist, die derart ausgebildet sind, daß unterhalb der Schwelle das Auswertefenster durch die Steuervorrichtung (16) vergrößert und oberhalb der Schwelle die durch die Rechenschaltung (13) ermittelten vorherigen Minimal- und Maximalwerte als Fenstergrenzen der Schaltung (11) zur Transformation von Grauwerten zugeführt werden.

Priority Number:	<b>Application Number</b>	<b>Filed</b>	<b>Original Title</b>
	DE1997001034725	1997-08-11	

Title Terms: IMAGE SYSTEM MEDICAL DIAGNOSE APPARATUS MINIMUM MAXIMUM VALUE WINDOW LIMIT CIRCUIT TRANSFORM GREY VALUE

Pricing Current charges

<b>Derwent Searches:</b>	<a href="#">Boolean</a>   <a href="#">Accession/Number</a>   <a href="#">Advanced</a>
--------------------------	---

Data copyright Thomson Derwent 2003

© 1997-2004 Thomson Research Subscriptions | Privacy Policy | Terms & Conditions | Site Map | Contact Us | Help